

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 38 398.7

Anmeldetag: 22. August 2002

Anmelder/Inhaber: Philips Corporate Intellectual Property GmbH,
Hamburg/DE

Bezeichnung: Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder
Projektionen

IPC: G 01 N, G 03 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 8. April 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Ebert

BEST AVAILABLE COPY



BESCHREIBUNG

Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen mit Hilfe eines bildgebenden Verfahrens ausgestattet mit einer Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung mit mindestens einem Erfassungselement, das einen Sensor zur Umwandlung der Eingangsstrahlung und eine Photodiode, die ein optisches Signal in ein elektrisches Signal überführt, enthält. Die Erfindung betrifft auch eine Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung.

10 Die Tomographie ist ein in der medizinischen Röntgendiagnostik angewandtes Schichtaufnahmeverfahren. Dabei erfolgt eine gekoppelte gegenläufige Bewegung von Röhre und Film bei einem unbewegten Patienten. Ein bestimmter vorgewählter Tiefenbereich wird dadurch auf dem Film scharf abgebildet, während höher und tiefer gelegene Objektteile durch die ständig wechselnde Projektion verwischt werden.

15 Bei der Röntgen-Tomographie wird die Abschwächung von Röntgenstrahlen durch eine bestimmte Körperschicht des Patienten in vielen verschiedenen Projektionen durch eine Vielzahl von Detektoren gemessen. Dazu wird mittels einer Röntgenröhre und Blenden ein schmaler Röntgenstrahl (Fächerstrahl) erzeugt. Dieser durchdringt die gewünschte Körperstelle und wird innerhalb des Körpers durch die verschiedenen Strukturen (z. B. Haut, Fett, Muskel, Organe, Knochen) unterschiedlich stark abgeschwächt.

25 Genau gegenüber der Röntgenröhre befindet sich eine Vielzahl von Detektoren, die das abgeschwächte Signal empfangen, elektronisch aufbereiten und einem Computer zur Auswertung weiterleiten. Im Anschluss daran dreht sich die Röntgenröhre samt gegenüberliegender Detektoren geringfügig um den Patienten weiter.

Der beschriebene Vorgang wiederholt sich. Auf diese Weise werden verschiedene Ansichten (Projektionen) derselben Schicht erzeugt und im Computer zu einem Graustufen-Bild umgerechnet. Dieses Bild kann auf einem Bildschirm oder auf einem Röntgenfilm betrachtet und ausgewertet werden. Diese Technik führt zu wesentlich

5 kontrastreicheren Bildern als die herkömmliche Röntgentechnik.

Ein weiteres, auf dem Prinzip der Tomographie beruhendes bildgebendes Verfahren ist die Emissions-Computer-Tomographie (ECT), die auf der schichtweisen Strahlungsmessung (Szintigraphie) vorübergehend inkorporierter Radionuklide beruht. Dabei wird

10 die Abstrahlung von Positronen aus ^{15}O -Kohlendioxid bzw. ^{68}Ge (Positronen-Emissions-Computer-Tomographie, PET) oder Photonen aus $^{99\text{m}}\text{Tc}$ bzw. ^{123}I (Single-Photon-Emissions-Computer-Tomographie, SPECT) gemessen. Diese nuklearmedizinische Tomographieverfahren weisen den Vorteil auf, dass sie dem Betrachter des tomographisch erzeugten Bildes eine über die reine Morphologie hinausgehende

15 Information bereitstellen und gegebenenfalls auch physiologische Vorgänge abbilden.

In der Computertomographie unterscheidet man heute zwei grundlegende Typen von Strahlungsdetektoren: Direktkonverter (z.B. Xenon-Gasdetektoren) und Szintillationsdetektoren. Bei Festkörperdetektoren, aufgebaut aus einem szintillierenden Material

20 (Szintillator), wird das nach Anregung emittierte, sichtbare Licht von Photodioden gesammelt. Festkörperdetektoren enthalten in der Röntgen-Computertomographie entweder Cadmium-Wolframat (CdWO_4) oder Materialien auf Basis Seltener Erden. Häufig verwendete Szintillatoren sind Ce^{3+} -dotierte Materialien wie beispielsweise $\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$ oder $\text{Gd}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$. In PET-Verfahren bzw. in SPECT-Verfahren wird häufig

25 NaI:Tl oder Bismutgermanat ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$, BGO) als Szintillator verwendet. Detektoren mit Ce^{3+} -dotierten Materialien als Szintillator sind beispielsweise aus der EP 1 004 899 bekannt.

Der Szintillator muss einige Voraussetzungen erfüllen. So muss der Szintillator eine

30 hohe Dichte, eine hohe Lichtausbeute und eine kurze Anregungs- und Abklingzeit aufweisen.

Die Abklingzeit τ von NaI:Tl beträgt 250 ns, die von BGO 300 ns, die von $\text{Lu}_2\text{SiO}_5\text{:Ce}$ 40 ns und die von $\text{Gd}_2\text{SiO}_5\text{:Ce}$ 56 ns. Für viele Anwendungen ist es wünschenswert, Szintillatoren mit noch kürzeren Abklingzeiten einzusetzen.

- 5 Es ist deshalb eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung eine Vorrichtung zur Tomographie bereitzustellen, die einen Szintillator mit kurzer Abklingzeit τ aufweist.

10 Diese Aufgabe wird gelöst durch eine Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen mit Hilfe eines bildgebenden Verfahrens ausgestattet mit einer Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung mit mindestens einem Erfassungselement, das einen Sensor mit einem Pr^{3+} -aktivierten Szintillator zur Umwandlung der Eingangsstrahlung in UV-Strahlung und eine Photodiode, die ein optisches Signal in ein elektrisches Signal überführt, enthält.

- 15 Pr^{3+} -aktivierte Szintillatoren weisen kurze Abklingzeiten τ im Bereich < 25 ns und somit insbesondere noch kürzere Abklingzeiten als Ce^{3+} -aktivierte Szintillatoren auf.

20 Durch die kurze Abklingzeit τ kann die Integrationszeit bei Ermittlung der Intensität der Eingangsstrahlung verkürzt und so die Bildrate zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen deutlich erhöht werden. Durch die erhöhte Bildrate wird das Auftreten von Artefakten, wie zum Beispiel Schattenbildern, reduziert. Weiterhin werden die Untersuchungszeit für den Patienten kürzer, da in kürzerer Zeit mehr Einzelbilder gemessen werden können.

- 25 Die vorteilhaft ausgewählten Pr^{3+} -aktivierten Szintillatoren gemäß Anspruch 2 weisen kurze Anregungszeiten und kurze Abklingzeiten τ auf. Weiterhin emittieren sie nach Anregung mit Röntgenstrahlung oder γ -Quanten UV-Strahlung.

30 Für die vorteilhaft ausgewählten bildgebenden Verfahren gemäß der Ansprüche 3 bis 5 ist es wichtig, dass der Szintillator eine kurze Abklingzeit aufweist und dadurch eine

hohe Bildrate ermöglicht wird. Insbesondere beim PET-Verfahren spielt das Zeitfenster eine große Rolle und es ist insbesondere vorteilhaft einen Szintillator mit kurzer Abklingzeit in der Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung zu verwenden.

- 5 Durch die vorteilhafte Ausgestaltungen gemäß der Ansprüche 6 bis 8 kann ein größerer Anteil der Eingangsstrahlung für die Bildanalyse nutzbar gemacht werden. Der durch UV-Strahlung anregbare Leuchtstoff absorbiert die vom Szintillator emittierte UV-Strahlung und setzt sie in längerwellige Strahlung um, die der spektralen Empfindlichkeit der Photodiode angepasst ist. Dadurch ist die Überlappung des Emissionsspektrums des Szintillators mit dem Empfindlichkeitsspektrum der Photodiode maximal und die Photodiode kann mit maximaler Quanteneffektivität arbeiten.

- Weiterhin betrifft die Erfindung eine Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung mit mindestens einem Erfassungselement, das einen Sensor mit einem Pr^{3+} -aktivierten Szintillator zur Umwandlung der Eingangsstrahlung in UV-Strahlung und eine Photo-
15 diode, die ein optisches Signal in ein elektrisches Signal überführt, enthält.

Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigelegten Figuren und anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

20

Fig. 1 schematisch den Aufbau einer Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen mit Hilfe des PET-Verfahrens,

Fig. 2 das Anregungs- und Emissionsspektrum von $\text{CaLi}_2\text{SiO}_4:\text{Pr}, \text{Na}$,

25

Fig. 3 das Anregungs- und Emissionsspektrum von $\text{LuPO}_4:\text{Pr}$,

Fig. 4 das Anregungs- und Emissionsspektrum von $\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Pr}$ und

30

Fig. 5 das Anregungs- und Emissionsspektrum von $\text{LaPO}_4:\text{Pr}$.

Eine Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen kann mit unterschiedlichen bildgebenden Verfahren arbeiten. Vorzugsweise ist die Vorrichtung dazu vorgesehen, das PET-Verfahren oder das SPECT-Verfahren als bildgebendes Verfahren durchzuführen oder mittels Röntgenstrahlung das bildgebende Verfahren durchzuführen.

Beim PET-Verfahren wird einem Patienten ein mit bestimmten, instabilen Nukliden markiertes Stoffwechselpräparat injiziert, das sich gewebe- oder funktionsspezifisch anlagert. Die hierbei verwendeten Radionuklide zerfallen, wobei in verschiedenen nachfolgenden Prozessen in der Nähe des Zerfallortes zwei γ -Quanten entstehen, die in genau entgegengesetzter Richtung auseinander fliegen, den Patienten verlassen und von den Sensoren, die in der Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung ringförmig um den Patienten angeordnet sind, detektiert werden können. Auf dem Weg vom Entstehungsort bis zum Austritt aus dem Patienten durchdringen die γ -Quanten weiteres Gewebe des Patienten, das je nach Gewebeart die γ -Quanten mehr oder weniger absorbieren kann. Allgemein ausgedrückt werden die γ -Quanten gewebespezifisch gedämpft. Die Gesamtheit aller detektierter γ -Quanten bildet einen Satz Projektionen des Objekts, aus denen in einer anschließende Rekonstruktion nach bekannter Art und Weise ein Schnitt- oder Volumenbild rekonstruiert wird. Durch das PET-Verfahren erhält man funktionale Bilder des Objekts.

Die beiden γ -Quanten besitzen die gleiche Energie von 511 keV. Der Nachweis der γ -Quanten erfolgt mit Hilfe von Szintillatoren im Sensor der Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlen befinden.

In Fig. 1 ist schematisch der Aufbau einer Vorrichtung zur Erzeugung eines Schnittbildes mit dem PET-Verfahren dargestellt. Der Patient oder das zu untersuchende Objekt 1 befindet sich in einer ringförmigen Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangstrahlung 2, die aus einzelnen Erfassungselementen 3 besteht. Die durch den Ring gebildete Ebene

schneidet das Objekt 1 beispielsweise in der Schnittebene 4. Am Ort 5 findet der oben beschriebene Zerfallsprozess statt, bei dem zwei γ -Quanten entlang des Doppelpfeils 6 das Objekt 1 entgegengesetzt verlassen. Die einzelnen Erfassungselemente 3 der Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangstrahlung 2 sind über Verbindungen 7 an eine

5 Datenverarbeitungseinheit 8 angeschlossen, die die Signale der Erfassungselemente 3 auswertet. Das erzeugte Schnittbild wird anschließend auf einem Anzeigegerät 8 dargestellt.

10 Eine gute Zeitauflösung ist beim PET-Verfahren besonders wichtig, da der ganze Prozess von der Abstrahlung des Positrons bis zur Detektion der γ -Quanten innerhalb einiger Nanosekunden abläuft. Durch die kurze Abklingzeit τ kann die Integrationszeit bei Ermittlung der Intensität der Eingangsstrahlung verkürzt und so die Bildrate deutlich erhöht werden. Durch die erhöhte Bildrate kann dem Patienten eine erhöhte Dosis an Nukliden appliziert und so die gesamte Untersuchungszeit verkürzt werden.

15

Weiterhin ist beim PET-Verfahren wichtig, die Energie der γ -Quanten zu bestimmen, um sicher zu gehen, dass diese ihre ursprüngliche Bewegungsbahn nicht durch Streuprozesse verlassen haben. Derartige γ -Quanten weisen einen niedrigeren Energiewert als 511 keV auf. Der Energiewert der γ -Quanten wird aus der Höhe des detektierten Signals

20 bestimmt. Dafür ist es wichtig, dass der Szintillator sich wieder im Grundzustand und nicht noch in einem angeregten Zustand befindet und so fälschlicherweise ein Energiewert von 511 keV bestimmt wird, obwohl der γ -Quant gestreut wurde und einen geringeren Energiewert aufweist.

25 Auch das SPECT-Verfahren ist eine nuklearmedizinische Untersuchungsmethode. Die beim SPECT-Verfahren angewendeten Nuklide stammen aus natürlichem Zerfall und emittieren γ -Quanten mit Energien von 141 keV (^{99m}Tc) und 159 keV (^{123}I). Die emittierten γ -Quanten werden wie beim PET-Verfahren durch die Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangstrahlung registriert und ihr Signal verstärkt. Jedoch ist vor

30 jedem Erfassungselement ein Kollimator angebracht. Der Kollimator dient als Objektiv

und besteht aus einer Bleiplatte mit Bohrungen, die parallel oder konvergierend angeordnet sind. Schräg einfallende γ -Quanten werden durch den Kollimator absorbiert und es wird so die räumliche Darstellung ermöglicht.

- 5 Bei der Röntgen-Computertomographie weist die Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern oder Projektionen eine Röntgenröhre auf, die einen feinen, meist fächerförmigen Strahl aussendet und sich kreisförmig um die Längsachse des zu untersuchenden Objekts bewegt. Nach Durchtritt durch das Objekt werden die Röntgenstrahlen, die das Gewebe des Objekts durchgelassen hat, von einer gegenüberliegenden Vorrichtung zum
- 10 Ermitteln von Eingangsstrahlung wieder aufgefangen. Der Computer errechnet für kleine Felder mit einer Ausdehnung von etwa 1.5×1.5 mm die Differenz zwischen abgeschickter und empfangener Intensität des Röntgenstrahls und setzt aus den Differenzwerten ein Graustufen-Bild zusammen, das auf einem Anzeigegerät zu sehen ist. Die Grauwerte entsprechen dabei der jeweiligen relativen Dichte des Gewebes.

15

Ähnlich wie beim PET-Verfahren kann auch bei diesen beiden Verfahren durch die kurze Abklingzeit τ die Integrationszeit bei Ermittlung der Intensität der Eingangsstrahlung verkürzt und so die Bildrate der zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen deutlich erhöht werden. Durch die erhöhte Bildrate wird das Auftreten von

20 Artefakten, wie zum Beispiel Schattenbildern, und die Dauer zur Durchführung des bildgebenden Verfahrens reduziert.

25

Die Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung kann sich aus mehreren Erfassungselementen zusammensetzen, wobei jedes Erfassungselement einen Sensor zur

25 Umwandlung der Eingangsstrahlung in UV-Strahlung und eine Photodiode umfasst. Es ist insbesondere bevorzugt, dass jedes Erfassungselement ein Array aus Photodioden enthält. Üblicherweise sind der Sensor und das Photodioden-Array jeweils als Schicht ausgebildet und zu einem Schichtsystem kombiniert.

30

12

Die Sensorschicht bildet den Eingangsschirm für die Eingangsstrahlung, die vorzugsweise Röntgenstrahlung oder γ -Strahlung ist. Unter der Sensorschicht ist die Schicht mit den Photodioden angeordnet. Von der Schicht mit den Photodioden gehen elektrische Kontaktleitungen zur Ausleseelektronik.

5

Der Sensor enthält als wesentliches Element eine Schicht aus einem Pr^{3+} -aktivierten Szintillator, der die Eingangsstrahlung in UV-Strahlung überführt. Es ist ganz besonders bevorzugt, dass der Sensor eine Schicht aus $\text{LaPO}_4\text{:Pr}$, $\text{LuF}_3\text{:Pr}$, $\text{LuCl}_3\text{:Pr}$, $\text{LuBr}_3\text{:Pr}$, $(\text{Lu}_{1-x}\text{Y}_x)\text{PO}_4\text{:Pr}$ mit $0 \leq x \leq 1$, $(\text{Lu}_{1-x}\text{Y}_x)\text{SiO}_5\text{:Pr}$ mit $0 \leq x \leq 1$, $(\text{Lu}_{1-x}\text{Y}_x)\text{Si}_2\text{O}_7\text{:Pr}$ mit $0 \leq x \leq 1$, $(\text{Lu}_{1-x}\text{Y}_x)\text{BO}_3\text{:Pr}$ mit $0 \leq x \leq 1$ oder $\text{Ca}_{1-2y}\text{Li}_2\text{SiO}_4\text{:Pr}_y\text{Na}_y$ mit $0.001 \leq y \leq 0.2$ umfasst. Diese Pr^{3+} -aktivierten Materialien emittieren nach Anregung UV-Strahlung und weisen kurze Abklingzeiten auf.

10

Tabelle 1: Emissionsbanden und Abklingzeiten von ausgewählten Pr^{3+} -aktivierten und Ce^{3+} -aktivierten Szintillatoren.

15

Szintillator	Emissionswellenlänge λ_{max} [nm]	Abklingzeit τ [ns]
$\text{LuPO}_4\text{:Pr}$	235	9
$\text{Lu}_2\text{SiO}_5\text{:Pr}$	270	16
$\text{LuPO}_4\text{:Ce}$	350	24
$\text{Lu}_2\text{SiO}_5\text{:Ce}$	420	40

Die im Vergleich zu den entsprechend Ce^{3+} -aktivierten Szintillatoren geringere Abklingzeit τ der Pr^{3+} -aktivierten Szintillatoren lässt sich aus dem Verhältnis

20 $\tau \sim 1/\lambda_{\text{max}}^2$ ableiten. Die 5d-Niveaus des freien Pr^{3+} -Kations liegen ungefähr 62000 cm^{-1} über den 4f-Niveaus während diese Energiedifferenz im freien Ce^{3+} -Kation nur 50000 cm^{-1} beträgt. Diese größere Energiedifferenz ist auch verantwortlich dafür, dass die von 5d-4f-Übergängen herrührenden Emissionsbanden von Pr^{3+} -aktivierten Szintillatoren energetisch höher sind als die Emissionsbanden entsprechender Ce^{3+} -

25 aktivierter Szintillatoren. Aus diesem Grund liegen die Hauptemissionsbanden der

erfindungsgemäßen Pr^{3+} -aktivierten Szintillatoren im Bereich von 220 und 350 nm, also im Bereich von UV-Strahlung während die Emissionsbanden von Ce^{3+} -aktivierten Szintillatoren deutlich langwelliger sind.

- 5 Die Sensorschicht mit dem Pr^{3+} -aktivierten Szintillator wird üblicherweise durch Pressen hergestellt. Dabei wird zunächst ein Pulver des entsprechenden Pr^{3+} -aktivierten Szintillators hergestellt und dieses anschließend durch Pressverfahren, wie beispielsweise Hochdruckkaltpressen oder heißisostatisches Pressen, in eine Kristallschicht überführt. Die Größe dieser gepressten Kristalle liegt im Bereich von einigen mm bis einigen cm. Eine derartige Sensorschicht wird mit der Schicht mit Photodioden verklebt.

- Das pulverförmige Szintillatormaterial kann durch eine Festkörperreaktion aus den Ausgangsverbindungen sowie durch Reaktionen in wässriger oder wässrig-alkoholischer Lösung hergestellt werden. Bei letzterer Reaktion werden die entsprechenden Metallsalze und/oder Metalloxide gegebenenfalls mit einer Verbindung des Anions des Szintillators in Wasser oder einem Wasser-Alkohol-Gemisch gelöst bzw. suspendiert und zur Reaktion gebracht.

- 20 In den Photodioden wird die UV-Strahlung in elektrische Signale umgewandelt. Aufgrund der Emission im Bereich von UV-Strahlung können nur UV-sensitive Photodioden in der Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung verwendet werden. So können beispielsweise Photodioden mit Cs_3Sb -Photokathoden, Bialkali-Photokathoden oder Multialkali-Photokathoden verwendet werden. Weiterhin können
25 Photodioden auf Basis von Si, GaN oder AlGaIn verwendet werden.

- Um die Auswahl an geeigneten Photodioden zu erweitern, kann zwischen der Sensorschicht und der Schicht mit den Photodioden ein Farbwandler, der UV-Strahlung in längerwellige Strahlung überführt, angeordnet werden. Der Farbwandler enthält zu
30 diesem Zweck einen mit UV-Strahlung anregbaren Leuchtstoff. Der Farbwandler

überführt so, die vom Sensor emittierte UV-Strahlung in Strahlung mit einem Wellenlängenbereich, der mit dem Maximum der spektralen Empfindlichkeit der verwendeten Photodiode übereinstimmt. Die längerwellige Strahlung kann farbiges Licht oder Infrarotstrahlung umfassen.

5

Als Leuchtstoffe eignen sich insbesondere organische Leuchtstoffe mit hoher Photolumineszenzquantenausbeute und kurzer Abklingzeit τ . Besonders bevorzugte Leuchtstoffe sind Coumarine wie Coumarin 1 ($\lambda_{\max} = 430 \text{ nm}$) oder Coumarin 120 ($\lambda_{\max} = 442 \text{ nm}$) oder Lumogen-Farbstoffe wie Lumogen F Violet 570 von der BASF. Die Abklingzeiten τ dieser Leuchtstoffe sind kleiner 10 ns.

10

Der Farbwandler kann beispielsweise einen polymeren Lichtleiter umfassen, der mit dem Leuchtstoff dotiert ist. Der polymere Lichtleiter kann beispielsweise Polymethylmethacrylat, Polystyrol, Polytetrafluorethylen, Polycarbonat, Polyimid oder Polyvinylchlorid enthalten. Alternativ kann der Farbwandler zwei Komponenten, den polymeren Lichtleiter und eine separate Schicht mit dem Leuchtstoff, umfassen. In dieser Ausführung grenzt an die Sensorschicht des Erfassungselementes der polymere Lichtleiter, an den polymeren Lichtleiter grenzt die separate Schicht mit dem Leuchtstoff und an diese Schicht grenzt die Schicht mit den Photodioden.

15

20

Ausführungsbeispiel 1

Zur Herstellung von $\text{Ca}_{0,98}\text{Li}_2\text{SiO}_4:\text{Pr}_{0,01},\text{Na}_{0,01}$ wurden 25.0 g (278 mmol) Li_2SiO_3 , 147 mg (1.39 mmol) Na_2CO_3 , 27.3 g (272 mmol) CaCO_3 und 1.21 g (2.78 mmol) $\text{Pr}(\text{NO}_3)_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ in demineralisiertem H_2O gemischt und aufgeschlämmt. Das Wasser wurde destillativ entfernt und der erhaltene Rückstand wurde getrocknet. Anschließend wurde das Reaktionsprodukt einmal 2 h an Luft bei 700 °C gegläht und zweimal für jeweils 12 h bei 850 °C in CO-Atmosphäre gegläht. Das Szintillator-Pulver wurde mehrmals mit Wasser und Ethanol gewaschen, getrocknet und mehrere Stunden auf einer Rollenbank gemahlen. Das erhaltene Szintillator-Pulver hatte eine

25

30

durchschnittliche Partikelgröße von 3 μm . Das Anregungs- und Emissionsspektrum dieses Szintillators ist in Fig. 2 gezeigt. Die Abklingzeit τ von $\text{Ca}_{0.98}\text{Li}_2\text{SiO}_4\cdot\text{Pr}_{0.01}\text{Na}_{0.01}$ beträgt 16 ns.

5 Ausführungsbeispiel 2

Zur Herstellung von $\text{LuPO}_4\cdot\text{Pr}$ wurden 40.0 g (101 mmol) Lu_2O_3 und 883 mg (2.03 mmol) $\text{Pr}(\text{NO}_3)_3\cdot 6\text{H}_2\text{O}$ in 200 ml-Ethanol-suspendiert. Unter Rühren wurden langsam 25.8 g (223 mmol) 85%ige Phosphorsäure hinzugegeben. Die Suspension wurde 24 h gerührt und dann am Rotationsverdampfer eingeeengt. Der Rückstand wurde bei 100 °C getrocknet, gemörsert und mit 545 mg NH_4Cl versetzt. Anschließend wurde das Szintillator-Pulver zweimal bei 1250 °C für 2 h in CO-Atmosphäre kalziniert und danach jeweils gemörsert. Schließlich wurde das Szintillator-Pulver noch einmal für 1 h an Luft bei 1250 °C kalziniert. Das Anregungs- und Emissionsspektrum dieses Szintillators ist in Fig. 3 gezeigt. Die Abklingzeit τ von $\text{LuPO}_4\cdot\text{Pr}$ beträgt 9 ns.

Ausführungsbeispiel 3

Zur Herstellung von $\text{Lu}_2\text{SiO}_5\cdot\text{Pr}$ wurden 10.0 g (25.1 mmol) Lu_2O_3 , 1.51 g (25.1 mmol) und 86.0 mg (84.1 μmol) Pr_6O_{11} in 200 ml Ethanol suspendiert. Die Suspension wurde 10 Minuten im Ultraschall-Bad behandelt und dann am Rotationsverdampfer eingeeengt. Der erhaltene Rückstand wurde bei 100°C getrocknet, gemörsert und mit 500 mg CsF versetzt. Anschließend wurde 6 h bei 1350 °C in CO-Atmosphäre kalziniert und das erhaltene Szintillator-Pulver danach gemörsert. Schließlich wurde das Szintillator-Pulver in 500 ml Wasser für 2h gewaschen, abgesaugt und bei 100 °C getrocknet. Das Anregungs- und Emissionsspektrum dieses Szintillators ist in Fig. 5 gezeigt. Die Abklingzeit τ von $\text{Lu}_2\text{SiO}_5\cdot\text{Pr}$ beträgt 16 ns.

Ausführungsbeispiel 4

Zur Herstellung von $\text{LaPO}_4:\text{Pr}$ wurden 91.4 g (282 mmol) La_2O_3 und 883 mg (2.48 mmol) $\text{PrCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ in 200 ml Wasser suspendiert. Unter Rühren wurde langsam 5 69.0 g (598 mmol) 85%ige Phosphorsäure hinzugegeben. Die Suspension wurde 24 h gerührt und dann am Rotationsverdampfer eingedunstet. Der erhaltene Rückstand wurde bei 100 °C getrocknet, gemörst und mit 1.2 g LiF versetzt. Der Szintillator wurde zweimal für 2 h Stunden bei 1000 °C in Stickstoffatmosphäre kalziniert. Das erhaltene Szintillator-Pulver wurde in verdünnter HNO_3 6 h bei 60 °C gewaschen. Schließlich 16 wurde der Szintillator abgesaugt, mit Wasser säurefrei gewaschen und bei 100 °C getrocknet. Das Anregungs- und Emissionsspektrum dieses Szintillators ist in Fig. 6 gezeigt. Die Abklingzeit τ von $\text{LaPO}_4:\text{Pr}$ beträgt 11 ns.

PATENTANSPRÜCHE

1. Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen mit Hilfe eines bildgebenden Verfahrens ausgestattet mit einer Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung mit mindestens einem Erfassungselement, das einen Sensor mit einem Pr^{3+} -aktivierten Szintillator zur Umwandlung der Eingangsstrahlung in UV-Strahlung und eine Photodiode, die ein optisches Signal in ein elektrisches Signal überführt, enthält.

2. Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen gemäß Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,

10 dass der Pr^{3+} -aktivierte Szintillator ausgewählt ist aus der Gruppe $\text{LaPO}_4\text{:Pr}$, $\text{LuF}_3\text{:Pr}$, $\text{LuCl}_3\text{:Pr}$, $\text{LuBr}_3\text{:Pr}$, $(\text{Lu}_{1-x}\text{Y}_x)\text{PO}_4\text{:Pr}$ mit $0 \leq x \leq 1$, $(\text{Lu}_{1-x}\text{Y}_x)\text{SiO}_5\text{:Pr}$ mit $0 \leq x \leq 1$, $(\text{Lu}_{1-x}\text{Y}_x)\text{Si}_2\text{O}_7\text{:Pr}$ mit $0 \leq x \leq 1$, $(\text{Lu}_{1-x}\text{Y}_x)\text{BO}_3\text{:Pr}$ mit $0 \leq x \leq 1$ und $\text{Ca}_{1-2y}\text{Li}_2\text{SiO}_4\text{:Pr}_y\text{Na}_y$ mit $0.001 \leq y \leq 0.2$.

15 3. Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen gemäß Anspruch 1 oder Anspruch 2,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Vorrichtung dazu vorgesehen ist, das PET-Verfahren als bildgebendes Verfahren durchzuführen.

4. Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen gemäß Anspruch 1 oder Anspruch 2,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Vorrichtung dazu vorgesehen ist, das SPECT-Verfahren als bildgebendes

5 Verfahren durchzuführen.

5. Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen gemäß Anspruch 1 oder Anspruch 2,

dadurch gekennzeichnet,

0 dass die Vorrichtung dazu vorgesehen ist, das bildgebende Verfahren mittels Röntgenstrahlung durchzuführen.

6. Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen gemäß einem der Ansprüche 1 bis 5,

15 dadurch gekennzeichnet,

dass in der Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung zwischen Sensor und Photodiode ein Farbwandler, der einen mit UV-Strahlung anregbaren Leuchtstoff enthält, angeordnet ist.

20 7. Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen gemäß Anspruch 6,

dadurch gekennzeichnet,

dass der Farbwandler einen polymer Lichtleiter umfasst, der mit dem mit UV-Strahlung anregbaren Leuchtstoff dotiert ist.

25 8. Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen gemäß Anspruch 6,

dadurch gekennzeichnet,

dass der Farbwandler einen polymer Lichtleiter und eine separate Schicht mit dem mit UV-Strahlung anregbaren Leuchtstoff umfasst.

9. Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung mit mindestens einem Erfassungselement, das einen Sensor mit einem Pr^{3+} -aktivierten Szintillator zur Umwandlung der Eingangsstrahlung in UV-Strahlung und eine Photodiode, die ein optisches Signal in ein elektrisches Signal überführt, enthält.

ZUSAMMENFASSUNG

Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Erzeugung von Bildern und/oder Projektionen mit einer Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung. Die

- 5 Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung umfasst einen Sensor mit einem Pr^{3+} -aktivierten Szintillator zur Umwandlung der Eingangsstrahlung in UV-Strahlung. Die Pr^{3+} -aktivierten Szintillatoren weisen kurze Anregungs- und Abklingzeiten auf.

Fig. 1

10

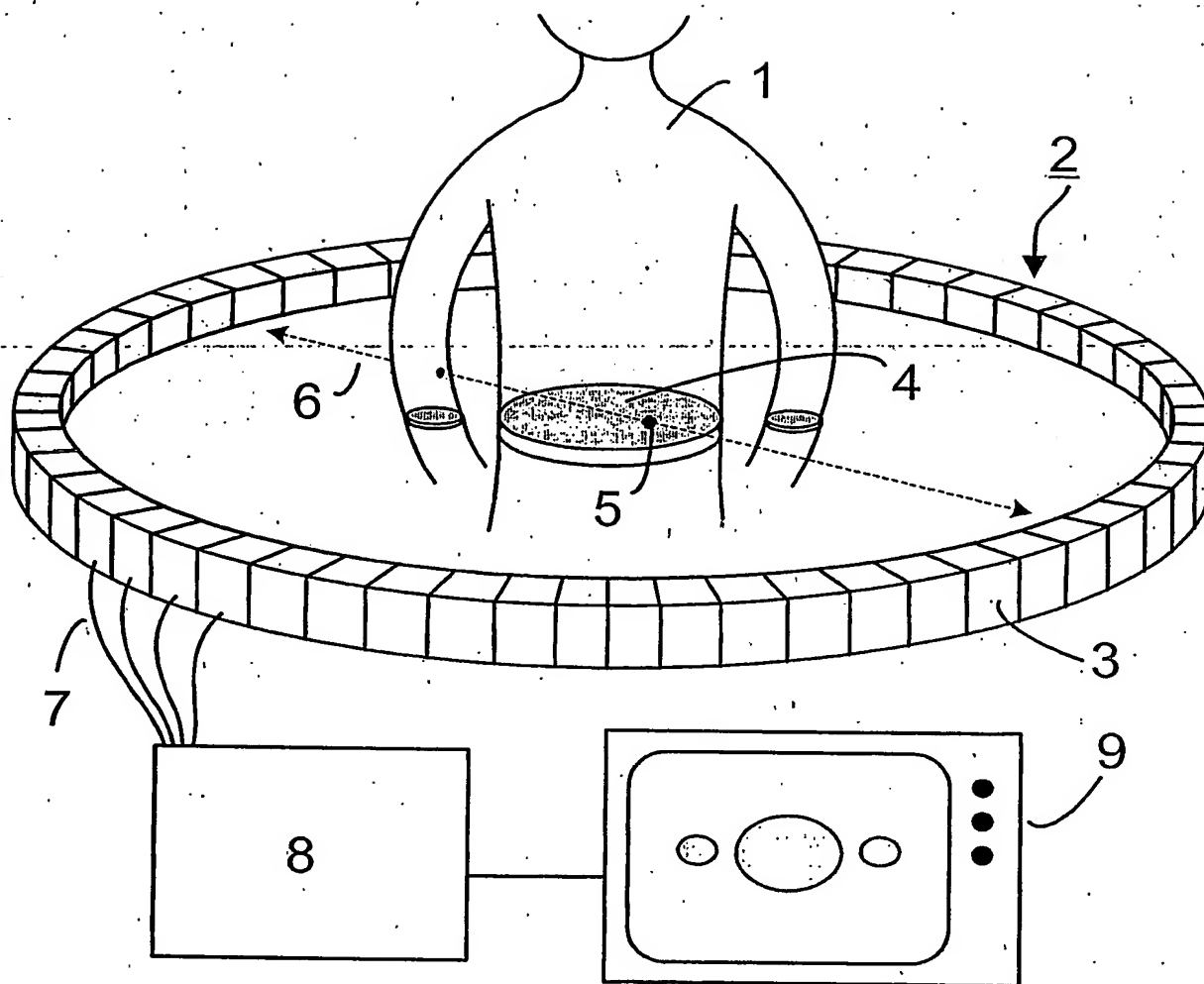


Fig. 1

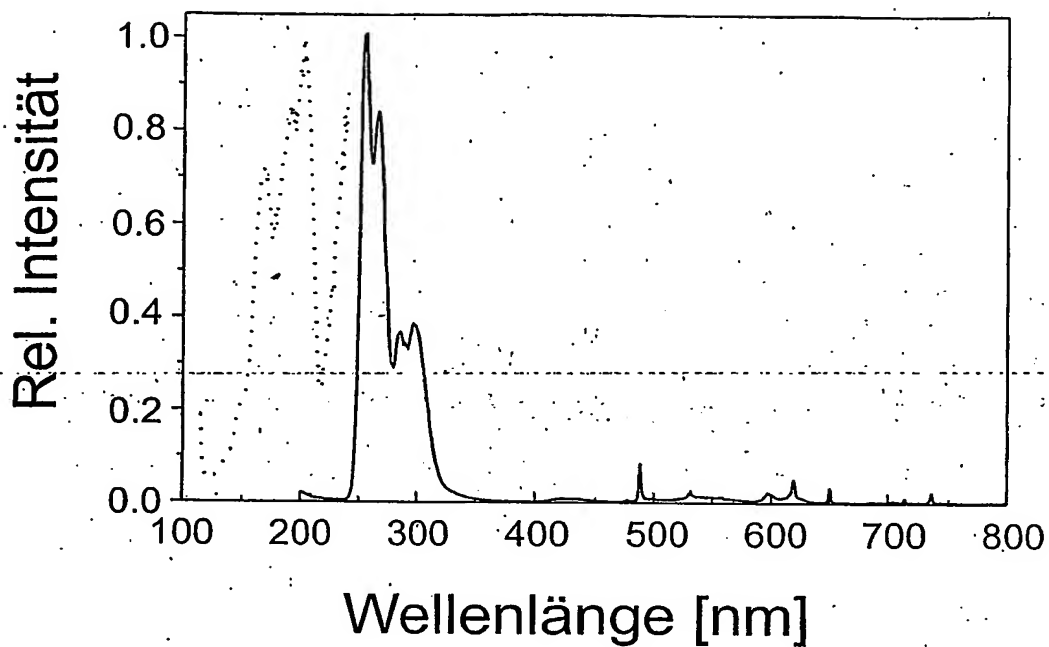


FIG. 2

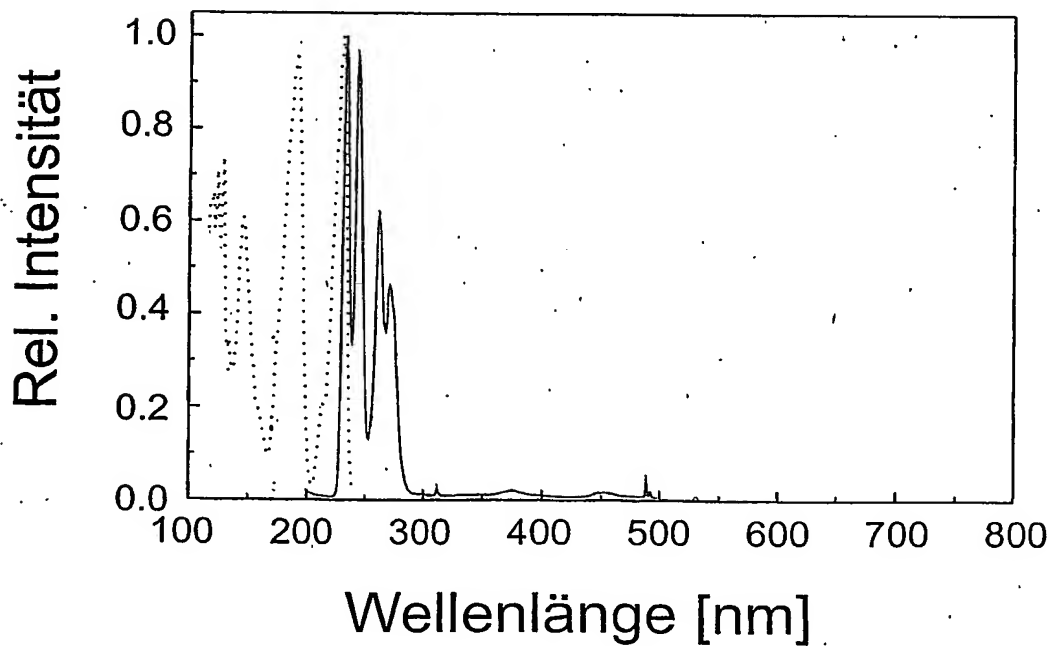


FIG. 3

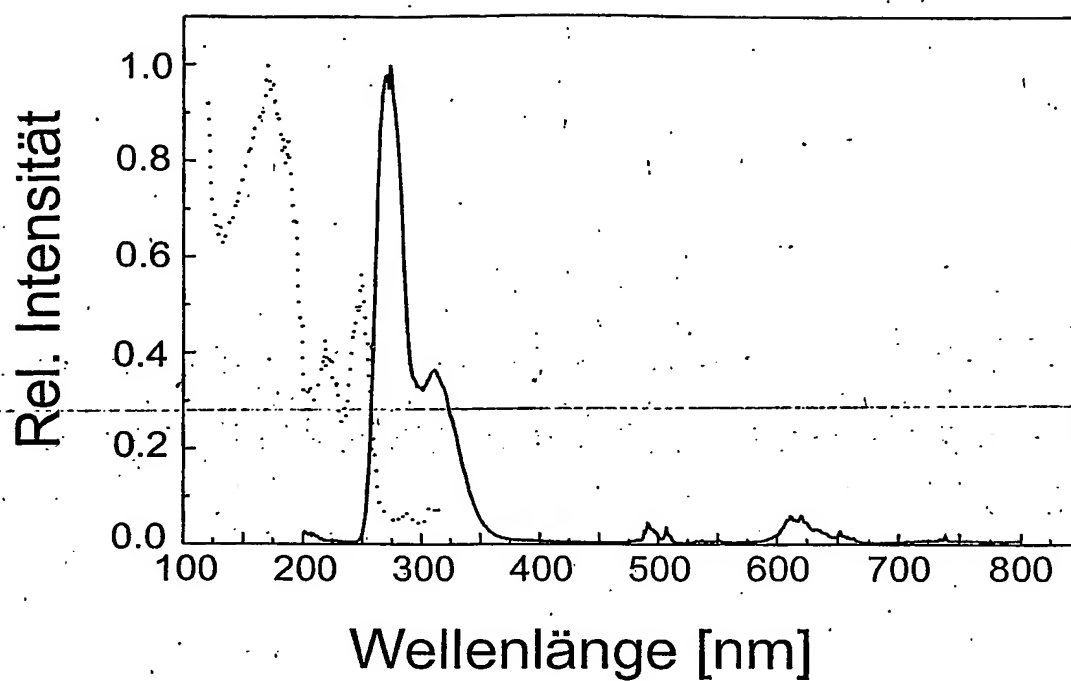


FIG. 4

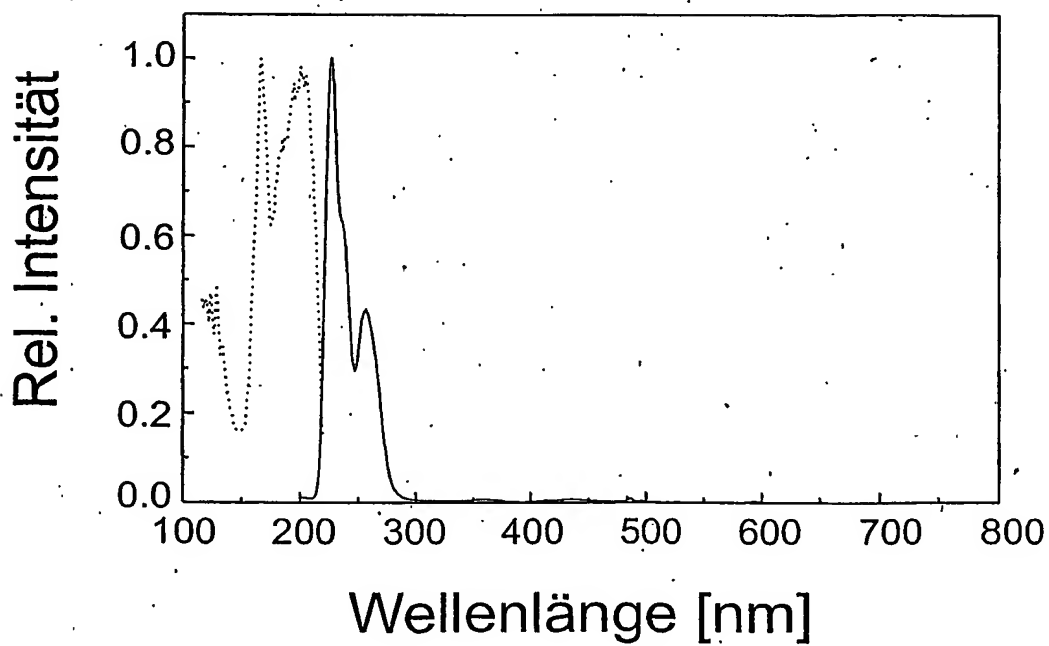


FIG. 5

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.